

(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/00

(11) 공개번호 10-2001-0020670

(43) 공개일자 2001년03월 15일

(21) 출원번호	10-2000-0014119
(22) 출원일자	2000년03월20일
(30) 우선권 주장	9/373,954 1999년08월13일 미국(US)
(71) 출원인	더 존 피. 로바츠 리서치 인스티튜트
(72) 발명자	캐나다 엔6에이 5케이8 온타리오 런던퍼스 드라이브 100 라닥하니프엠. 캐나다온타리오엔3에스5에이치1파크애비뉴브랜트포드4 길제레미디. 캐나다온타리오엔6에이5엘8런던아파트먼트404탈보트스트리트699 스테인만데이비드에이. 캐나다온타리오엔6에이3브이3런던페트리시아스트리트1035 펜스타에이아론 캐나다온타리오엔6지4엔9런던엠블사이드디알. 107
(74) 대리인	박종혁, 장용식

심사청구 : 없음

(54) 2D 및 3D 초음파 이미지로부터의 전립선 경계선세그먼테이션

## 요약

빠른 반자동화 전립선 윤곽화 방법은 경계선 세밀화를 위한 효율적인 이산 다이나믹 윤곽(DDC) 및 모델계 초기화를 사용하여 제공된다. 사용자는 전립선 경계선상에 4개의 포인트를 식별함으로써 바람직한 실시예의 프로세스를 초기화하며, 이로써, 전립선 모델을 스케일화하며 모양화한 후, 최종적인 전립선 윤곽이 DDC로 세밀화된다. 본 발명의 방법은 근접 치료 과정의 이식전 계획 단계동안에 특정적용을 갖는다. 그러나 이 방법은 또한 근접 치료에서의 약용량 계획의 임의의 단계, 또는 다른 치료 근접법에서 사용한다.

## 대표도

## 도7

## 색인어

이산 다이나믹 윤곽 알고리즘, 전립선, 근접치료, 초음파, 이미지

## 명세서

## 도면의 간단한 설명

본 발명의 다양한 실시예는 도면을 참조로 아래 개시되어 있다.

도 1(a)는 사용자에게 의한 초기 DDC를 설명하며, 도 1(b)는 변형의 초기 단계를 도시하며, 도 1(c)는 변형의 더 뒤의 단계를 도시하며, 도 1(d)는 최종 변형된 DDC를 도시,

도 2는 종래 기술의 DDC의 배치의 실시예를 도시,

도 3은 도 2의 배치에 대해, 방향 및 크기를 갖는 벡터량으로서 힘을 도시,

도 4는 초음파 이미지의 수직 에지에 대한 이미지 에너지 및 힘의 장을 도시하며, 도 4(a)는 단계 에지로서 모델링된 에지(즉, 회색 레벨로의 극적인 전이가 있는 에지)를 도시하며, 도 4(b)는 에지와 관련된 에너지장을 도시하며, 도 4(c)는 이미지 힘의 장을 도시,

도 5는 (a) 큰 곡률 및 (b) 작은 곡률에 대한 에지 사이의 각 크기로서, 곡률벡터( $\vec{\kappa}_i$ )의 설명도,

도 6은 본 발명의 방법에서 사용된 DDC 변형 프로세스의 구현을 도시하는 플로차트,

도 7은 본 발명에 따른 2D 세그먼테이션 알고리즘에 대한 플로차트,

도 8은 본 발명의 방법에 따라서, 전립선 경계선상에서, (1) 내지 (4)로 레벨화된 4개의 사용자 선택 포인트의 위치를 도시,

도 9는 본 발명의 전립선 세그먼테이션 알고리즘 작동의 제 1 실시예, 도 9(a)는 4개의 사용자 선택포인트를 갖는 초기 외형선을 도시, 도 9(b)는 DDC를 변형한 후, 얻어진 최종 세그먼테이션화된 외형선을 도시,

도 10은 DDC의 부분이 전립선 경계선을 잘 나타내지 곳에서, 본 발명의 동작의 제 2 실시예로 수정 및 세그먼테이션하는 단계를 도시하며, 도 10(a)는 4개의 사용자 선택 포인트를 갖는 초기 외형선을 도시하며, 도 10(b)는 제 1 변형후의 DDC를 도시하며, 도 10(c)는 DDC의 추가변형에 의해서 나타난, 수정 및 고정된 3개의 꼭지점(정사각형으로 도시)을 도시하며, 도 10(d)는 제 2 변형후의 외형선을 도시,

도 11은 본 발명에 따른 "어려운" 경우의 세그먼테이션을 도시하며, 도 11(a)는 4개의 사용자 선택포인트를 갖는 초기 외형선을 도시하며, 도 11(b)는 제 1 변형후의 DDC를 도시하며, 도 11(c)는 DDC의 추가변형에 의해서 나타난, 수정 및 고정된 5개의 꼭지점(정사각형으로 도시)을 도시하며, 도 11(d)는 제 2 변형후의 외형선을 도시,

도 12는 세그먼테이션을 위하여 사용되기 위해, 3D볼륨 밖의 연속적인 2D이미지를 어떻게 선택하는가의 방법을 도시하는 구조도,

도 13 (a) 내지 (f)는 3D 이미지로 확장된 반자동 세그먼테이션 과정을 사용하여 세그먼테이션된 전립선의 연속적인 2D 이미지를 도시하며, 이미지는 1mm로 서로 평행하게 분리되며, 이미지 제 15번은 반자동 2D 세그먼테이션 기술에 의해 프로세스를 초기화하기 위해 사용되며, 이러한 2D 이미지의 세그먼테이션에 이어서, 최종 경계선이 다음 이미지의 세그먼테이션을 초기화하기 위해 사용되며, 이러한 과정은 전립선을 완전히 세그먼테이션할 때까지 반복된다.

## 발명의 상세한 설명

### 발명의 목적

#### 발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 일반적으로 메디컬 이미지 시스템에 관한 것이며, 더 상세하게는 2D 및 3D 초음파 이미지로부터 전립선 경계선 세그먼테이션하는 방법에 관한 것이다.

전립선 암은 50대 이상의 사람에게 있는 가장 일반적인 악성 종양이며, 50대의 30%, 60대에 40%, 및 90대에 90%의 사람에게서 검출될 때 발견된다. 세계적으로, 전립선암은 사람에게 있어 암으로 인한 사망의 두번째 주요원인이 되며, 모든 암사망의 2.1% 내지 15.2%의 비율을 차지한다. 캐나다에서, 약 20,000명의 새로운 전립선 암 환자가 진단될 것이며, 약 4,000명의 사람이 매년 이병으로 죽을 것이다.

확장한 국소 성장 또는 전이가 발달되기까지는 전립선의 암종으로 인한 증상이 일반적으로 없으며, 환자의 약 65%만이, 국소적으로 한정된 병으로 진단을 받는다. 일단, 종양이 전립선 밖으로 확장되면, 전이의 위험이 극적으로 증가한다. 1 내지 1.5 cm<sup>3</sup>보다 작은 종양은 전립선 막을 거의 뚫고 나오지 않는다. 초기 단계에서 진단될 때, 이병은 치료가능하며, 심지어, 더 나중 단계에서도 치료는 효과적이다. 그럼에도 불구하고, 치료선택은 암의 확장에 영향을 받아 달라지며, 진단이 진행악화기에서 일어날 때, 예후는 더욱 안 좋아진다.

가능한 전립선 암을 가진 환자를 관리하는 외과의사에게 직면한 도전은: (a) 이들이 치료가능할 때의 단계에서 임상적으로 관련된 암을 진단하는 것, (b) 질병의 단계 및 등급을 정확하게 매기는 것, (c) 인접 정상조직을 보존하면서, 암세포의 파괴를 최적화하기 위해, 적절한 치료를 정확하게 적용하는 것, (d) 치료의 부작용 및 효율을 평가하기 위해 환자를 이해시키는 것이 있다.

미국 특허 제5,562,095호, 및 제5,842,473호는 도전 (a) 및 (b)상에 초점을 맞추었다. 이들 특허는 전립선 암의 진단을 위한 3D 초음파 이미지 기술을 개시한다. 전립선 저온수술에 대한 확장된 개념은 여기에 참조로 되어 있는 공동으로 부여된 미국특허출원 60/321,049에 개시되어 있다. 추가로, 공동으로 부여된 상호-계류중인 미국출원번호는 3D 초음파-가이드식 근접치료 시스템이 개시되어 있다. 적절한 전립선 치료의 확립에서 중요한 점은 전립선 경계선과 다른 해부학적 구조(직장벽, 요도, 방광)의 정확한 세그먼테이션이다. 적절한 치료의 지시 및 직장에 약용량 투여는 전립선 볼륨의 정확한 측정을 요구한다.

이미지 콘트라스트가 양호한 상황(예를 들면, 초음파 이미지에서의 유체로 채워진 영역)에서는 세그먼테이션 작업이 비교적 쉽고, 많은 접근법이 사용될 수 있다. 그러나, 전립선의 초음파 이미지는 콘트라스트가 낮기 때문에 세그먼테이션이 어려우며, 이미지는 작은 반점, 그늘짐, 및 다른 인위결과에 의해서 어려움을 겪는다. 초음파 이미지 세그먼테이션을 수행함에 있어서, 에지 검출기와 같은 전통적인 국소 이미지 프로세싱 오퍼레이터는 작은 반점, 그늘짐, 및 다른 인위결과에 의해서 경계선을 찾는 것이 본래 및 혼자서는 부적합하다.

현재의 초음파 볼륨 측정기술은 이상적인 타원형으로 가정하며, 2개의 뷰에서의 간격의 단순 측정을 사용하기 때문에, 종래의 2D 기술을 사용하여 전립선 볼륨 측정은 가변성이 높다(Ultrasound in Med & Biol 1998; 24:673-681에 있는 Tong S, Cardinal HN, McLoughlin RF, Downey DB, Fenster A의 "Intra-and inter-observer variability and reliability of prostate volume measurement via 2D and 3D ultrasound imaging" 및 Acad Radiol 1996;3:401-406에 있는 Elliot TL, Downey DB, Tong S, Mclean CA, Fenster A의 "Accuracy of prostate volume measurements in vitro using three-dimensional ultrasound"를 볼것).

연속적인 단면의 2D CT 또는 TRUS(트랜스 직장 초음파) 전립선 이미지의 수동 윤곽화는 이러한 가변성을 감소시키지만, 이러한 접근법은 수술 과정동안에 비실용적이며, 시간-소비적이며 힘이 든다.

확장 지시 세트를 요구하는 신경계 부위의 네트 접근법은 느리며, 사용자 특정 경계선 정보의 추가를 어렵게 만든다. 실질적인 윤곽의 "스네이크 식" 구현과 같은 윤곽-계 방법은 느리며 복잡하며 윤곽의 초기 선택에 매우 민감하다.

### 발명이 이루고자하는 기술적 과제

본 발명에 따라서, 빠른 반자동화 전립선 윤곽화 방법은 경계선 세밀화를 위한 효율적인 이산 다이나믹 윤곽(DDC) 및 모델계 초기화를 사용하여 제공된다. 사용자는 전립선 경계선상에 4개의 포인트를 식별함으로써 바람직한 실시예의 프로세스를 초기화하며, 이로써, 전립선 모델을 스케일화 하며 모양화한 후, 최종적인 전립선 윤곽이 DDC로 세밀화된다.

본 발명의 방법은 2D 세그멘테이션 기술을 포함할 수 있거나, 또는 대안적으로 3D를 사용한 목적물의 세그멘테이션으로 확장될 수 있다.

본 발명의 방법은 근접 치료 과정의 이식전 계획 단계동안에 특정적용을 갖는다. 그러나 이 방법은 또한 근접 치료에서의 약용량계획의 임의의 단계, 또는 다른 치료 근접법에서 사용한다.

### 발명의 구성 및 작용

위에서 설명된 바와 같이, DDC는 이미지내의 모양을 맞추기 위해 윤곽을 변형시키도록 사용된 다중-라인(즉 선 분 부분에 의해 연결된 포인트의 연속)이다. IEEE Trans.Med.Imag.1995;14:12-24에 있는 Lobregt 및 Viergever의 "A discrete dynamic contour model"에서 최초로 개시되어 있는, 이미지로부터 목적물을 세그멘테이션하기 위해 DDC를 사용할 때, 사용자는 목적물의 근접한 외형선을 먼저 그려야 한다. 예를 들면, 전립선의 전형적인 2D US(초음파) 이미지에 대하여 외형선이 도 1(a)에 도시되어 있다. DDC는 외형선으로 초기화되며, 관심대상의 모양을 맞추기 위해 자동변형되며, 이경우에, 관심대상의 모양은 전립선의 경계선을 정의하는 에지로 이루어져 있다. 도 1(b) 및 1(c)는 2 단계의 DDC 변형을 도시한다. DDC는 DDC가 경계선에 더욱 합치하도록 변형될 때, 포인트는 자동 추가되거나, DDC로부터 삭제된다. 도 1(d)는 최종 변형된 DDC를 도시한다. 예를 들면, 이미지에서의 인위결과 및 잡음이, 전립선 경계선으로부터 멀리 및 인위결과 및 잡음을 향해 DDC의 부분이 변형되도록 하게 하는 영역을 제외하고 최종 모양은 전립선 경계선에 잘 합치한다.

DDC의 배치는 도 2에 도시되어 있다. 설명된 바와 같이, 단위 에지 벡터( $\hat{d}_i$ )는 꼭지점( $i$ )에서 꼭지점( $i+1$ )을 향한다. 국소적인 접선 단위벡터( $\hat{t}_i$ )는

$$\hat{t}_i = \frac{\hat{d}_i + \hat{d}_{i-1}}{\|\hat{d}_i + \hat{d}_{i-1}\|}$$

이며, 꼭지점( $i$ )에서 꼭지점과 관련된 2개의 에지 벡터로부터 정의된다. 여기서,  $\|\cdot\|$ 은 벡터량을 나타낸다. 국소적인 방사 단위벡터( $\hat{r}_i$ )는  $\pi/2$  라디안만큼 벡터를 회전시킴으로써 ( $\hat{t}_i$ )로부터 계산된다.

( $\hat{r}_i$ ) 및 ( $\hat{t}_i$ )은 꼭지점( $i$ )에 소속된 국소 좌표시스템을 정의한다.

$$\hat{r}_i = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \hat{t}_i.$$

DDC의 동작은 간단한 역학을 근거로 한다. 내력( $f_i^{int}$ ), 이미지력( $f_i^{img}$ ), 및 강제력( $f_i^d$ )의 가중된 조합은 DDC의 각 꼭지점( $i$ )에 적용되며, 그 결과, 전체 힘( $f_i^{tot}$ )은:

$$f_i^{tot} = w_i^{int} f_i^{int} + w_i^{img} f_i^{img} + f_i^d$$

여기서, ( $w_i^{img}$ ) 및 ( $w_i^{int}$ )는 이미지력 및 내력에 대한 각각의 상대적인 가중치이다. 이러한 힘은 벡터량이며, 도 3에 도시된 바와 같이, 크기 및 방향을 갖는다. 전립선에 대해, 이미지력은 에지를 향하여 꼭지점을 구동하게 한다. 이러한 힘은 이미지의 각 픽셀에서 정의될 수 있다.

$$E(x,y) = \left\| \nabla \left( G_\sigma * I(x^p, y^p) \right) \right\|$$

$$f_i^p(x, y) = \frac{2 \nabla E(x^p, y^p)}{\max \|\nabla E(x^p, y^p)\|}$$

여기서  $E$ 는 좌표  $(x^p, y^p)$ 을 갖는 픽셀과 관련된 "에너지"를 나타내며,  $G_0$ 는  $\Phi$ 의 특성곡을 갖는 가우시안 스무딩 커널이며,  $I$ 는 이미지이다. 연산자  $(*)$ 는 회전을 나타내며,  $(\nabla)$ 는 그래디언트 어퍼레이터이다. 에너지는 에지에서 국소적인 최대값을 가지며, 에너지에서 계산된 힘은 에지를 국소화하기 위해 제공한다. 수식식 (4b)에 있는 2개의 인자는 이미지의 양을 0 내지 2의 범위로 제공하며, 이것은 아래 정의된 내력의 양과 동일하다. 에지의 시뮬레이션된 이미지에 대한 관련된 힘의 장 및 샘플 에너지의 장은 도 4에 도시되어 있다. 이미지는 도 4(b)에 있는 에지 주변의 에너지의 농도에 의해 도시된 바와 같이, 에지 주변의 제한된 공간의 확장 이상의 효과를 가져온다. 이러한 "포착 범위"의 확장은 수식식 4(a)에 있는  $\sigma$ 에 의해서 결정되며,  $\sigma$ 가 커질수록 커진다. 큰 포착 범위는 사용자에게 의한 DDC의 초기 외형선화(예를 들면, 초기 DDC상의 일부 꼭지점은 포착범위의 바깥쪽에 있을 수 있다)에서의 결함을 보상하기 위해 바람직하지만, 큰 값의  $\sigma$ 는 원하는 에지의 불충분한 국소화를 낳을 수 있다. 큰  $\sigma$ 는 또한 증가된 잡음의 억제의 장점을 제공한다. 본 발명의 성공적인 구현에 의하면, 전립선 이미지에 대해,  $\sigma=5$  픽셀의 값은 절충안으로서 선택된다.

DDC의 꼭지점  $(i)$ 상에 작용하는 이미지력을 측정하기 위해, 수식식 4(b)에 의해 나타난 힘의 장은 겹선형 보간법을 사용하여 꼭지점 좌표  $(x_i, y_i)$ 에서 샘플링된다. 더우기, 접선성분은 DDC가 변형할 때 위치적으로 꼭지점이 주름잡히게 하므로, 장의 방사성분만 꼭지점에 적용되며, 꼭지점  $(i)$ 에서의 결과의 이미지력은:

$$f_i^{img} = (f^{img}(x_i, y_i) \cdot \hat{r}_i) \hat{r}_i$$

이며, 여기서,  $\cdot$ 은 벡터 내적을 나타낸다.

내력은 이미지 잡음의 존재에서 DDC를 스무드하도록 유지하면서, 각 꼭지점에서 국소적인 곡률을 최소화하도록 작용한다.

$$f_i^{int} = (\mathcal{E}_i \cdot \hat{r}_i - \frac{1}{2}(\mathcal{E}_{i-1} \cdot \hat{r}_{i-1} + \mathcal{E}_{i+1} \cdot \hat{r}_{i+1})) \hat{r}_i$$

여기서,

$$\mathcal{E}_i = \hat{d}_i - \hat{d}_{i-1}$$

은 꼭지점  $(i)$ 에서의 곡률 벡터이다. 곡률 벡터는 도 5에 도시된 바와 같이, 2개의 에지사이의 각의 양이다.

$(f_i^{int})$ 에 비례적이 되도록 단순히  $(\mathcal{E}_i)$ 을 취하는 것은 국소적 곡률을 최소화하는 목표를 얻게 할 수 있지만, 수식식 6의 정의는 이미지력의 부재에서, DDC가 포인트에서 와해되지 않게 하는 장점을 갖는다.

꼭지점  $(i)$ 에서의 강제력은 꼭지점에서 속도  $(v_i)$ 에 비례하도록 취해진다.

$$f_i^d = w_i^d v_i$$

여기서  $(w_i^d)$ 는 음의 가중치이다. 강제력은 변형동안에, DDC를 안정하도록(즉 오실레이션을 막음) 유지시킨다.

단순화를 위하여, 이미지력, 내력, 강제력에 대한 균일한 가중치는 도 1에 도시된 결과, 및 모든 연속 세그먼트이션을 위하여 선택된다. 가중치는 각 꼭지점에 대해  $(w_i^{img}=1.0, w_i^{int}=0.3$  및  $w_i^d=-0.5)$ 이 되도록 취해진다. 비록 이들 값은 실험적으로 선택되지만, 이미지력에 대한 더 큰 가중치는 내력으로 인하여, 스무딩보다 에지를 향한 윤곽의 변형에 더 호의적이다. 이미지에 더 많은 잡음이 있다면, 내력에 더 큰 가중치가 주어질 것이다. 강제력에 대한 가중치의 선택은 덜 중요하게 나타나며, 작은 음의 값은 우수한 안정도를 제공하게 한다.

DDC의 변형은 위의 힘에 의해 제어되며, 도 6에 도시된 간단한 수치적분으로서 구현된다. 시간  $(t+\Delta t)$ 에서

DDC상의 꼭지점( $i$ )의 위치는 다음의 유한 미분 방정식을 사용하여 시간( $t$ )에서의 위치로부터 계산된다.

$$\vec{p}_i(t+\Delta t)=\vec{p}_i(t)+\vec{v}_i(t)\Delta t$$

$$\vec{v}_i(t+\Delta t)=\vec{v}_i(t)+\vec{a}_i(t)\Delta t$$

$$\vec{a}_i(t+\Delta t)=\frac{1}{m_i}\vec{f}_i(t+\Delta t).$$

여기서, ( $\vec{p}_i$ )은 꼭지점에서의 위치이며, ( $\vec{a}_i$ )은 그것의 가속도이며,  $m_i$ 는 질량이며,  $\Delta t$ 는 수치적분에 대한 시간단계이다. 단순화를 위하여, 각 꼭지점의 질량은 단일체가 되도록 취해진다. 각 꼭지점의 초기위치(즉,  $t=0$ 에서의 위치)는 사용자가 그린 윤곽에 의해서 특정되며, 초기 속도 및 가속도는 0에 세트된다. 다음, 각 꼭지점의 위치, 속도, 및 가속도는 위의 방정식을 사용하여 반복적으로 업데이트된다. 각 반복후, DDC는 아래에 더욱 상세히 설명된 바와 같이, 각 꼭지점을 DDC로부터 추가 또는 제거하기 위해 "리샘플링"된다. 모든 꼭

지점이, 각 꼭지점의 속도 및 가속도가 거의 0이 될 때(즉, ( $\|\vec{v}_i\|\leq\epsilon_1$ ) 및 ( $\|\vec{a}_i\|\leq\epsilon_2$ ))일 때, 여기서  $\epsilon_1$  및  $\epsilon_2$ 는 0에 가까운 2개의 작은 양의 상수이다.) 발생하는 휴지상태에 될 때까지, 반복이 계속된다. 단일체에 대한 시간 단계는 적분을 위하여 사용된다.

위에서 설명된 바와 같이, 전립선의 2D US 이미지는 작은 반점, 그늘짐, 및 굴절을 겪기 때문에, 전립선의 경계선은 때때로 정의하기가 어렵다. 추가로, 전립선과 주변구조 사이의 콘트라스트가 낮으며, 시스템의 변환기, 및 초음파 진동수에 영향을 받는다. 이러한 효과는 DDC가 정확한 경계선에 모아지도록 함으로써 초기 경계선의 선택이 결정적일도록 결합된다. DDC상의 꼭지점은 가까이에 부착한 에지가 없으며, DDC에 부착되기 위해, 원하는 경계선에 충분히 가깝게 초기화되어야 한다. 사용자는 도 1(a)에 도시된 바와 같이, 복수의 포인트에서 시작하도록 요구받을 수 있기 때문에, 정확한 초기화는 상당한 사용자의 노력을 요구한다. 이러한 문제를 극복하기 위해서, 본 발명에 의하면, 전립선-특정 모양 정보는 초기화 단계로 편성된다. 이러한 접근법과 함께, 매우 적은 사용자 입력을 사용하여 전립선 경계선의 양호한 측정을 얻을 수 있다. 심지어 양호한 초기화와 함께, DDC는 가까이에 있는 강력한 비-전립선 에지상에 모아지는 것이 가능하다. 그래디언트 방향 정보를 이미지력의 장으로 편성하는 것은 상기 특징의 이끌림을 감소시킬 수 있다.

본 발명의 알고리즘은 초기화, 변형, 및 수정의 주요 3단계로 이루어져 있다. 각 프로세스는 아래 상세히 설명되어 있다. 이들 프로세스의 상호작용은 도 7에 도시되어 있다. 이미지를 선택하며, 윈도 및 레벨을 조절한 후, 사용자는 경계선상의 4포인트를 선택함으로써, DDC를 초기화해야 한다. 사용자는 4개의 포인트를 고정하기 위해, 즉, 이들을 움직이지 못하게 하기 위해, 선택할 수 있다. 다음, 초기 DDC가 변형된다. 만약, 변형후, DDC가 전립선 경계선을 정확하게 나타낸다면, DDC는 사용자가 꼭지점을 상호작용적으로 움직여 고정하게 함으로써 수정될 수 있다. 수정된 DDC는 필요하다면 추가로 변형될 수 있다.

위에서 설명된 바와 같이, 본 발명의 DDC 초기화 루틴은 도 8에 있는 (1) 내지 (4)로 레벨화된 단지 4개의 포인트를 사용자가 선택할 것을 요구한다. 포인트(1) 및 (3)은 거의 대칭축상에 놓여있다. 국소적인 x-y 시스템은 포인트 (1)에서 포인트 (3)으로 y축을 향하게 함으로써 정의될 수 있다. 다음, x축은 y축에 수직이 되도록 취해지며, x축 및 y축을 따른 단위벡터의 외적(즉, ( $\hat{x}\times\hat{y}$ ))이 스크린 외부를 가르키도록 향해진다. 좌표 시스템의 원점은 포인트 (1) 및 (3)의 평균이도록 취해진다.

만약 DDC의 초기 모양이 다음과 같은 파라메트릭 형식으로 나타내어진다면,

$$\vec{p}(s)=\begin{cases} x(s) \\ y(s) \end{cases}$$

여기서, s는 곡선을 따라 변하는 파라미터이며, 다음, 포인트 (2) 및 (4)는 이들 포인트에서의 곡선에 국소 접선이 y축에 평행한 전립선의 "엽"상에서 선택된다. 즉, 포인트는

$$x'(s)=0$$

연산자(')는 s에 관한 미분을 나타낸다.

4개의 포인트는 포인트(1)에서 시작해서 포인트(2)로 끝나는 선분(1-2), 및 선분(2-3, 3-4, 4-1)인 4개의 개별 선분으로 전립선 경계선을 분해한다. 전립선의 초기모양은 각 선분내에 있는 추가의 포인트를 자동적으로 얻기 위해, 중점의 에르미트 보간법에 의해서 측정된다. 3차의 보간함수는 전립선 모양의 큰 범위에 양호한 근접법을 제공하도록 하며, 다음 형식을 갖는다.

$$x(s)=a_3s^3+a_2s^2+a_1s+a_0$$

$$y(s)=b_3s^3+b_2s^2+b_1s+b_0$$

여기서,  $s$ 는 선분의 시작점인 0에서 선분의 종점인 1로 변하는 파라미터이며,  $(a_i)$  및  $(b_i)$  ( $i=0,1,2,3$ )는 계수이다.

선분내에 있는 추가의 포인트를 보간하기 위해, 먼저 수학식(12)의 계수를 계산하는 것이 필요하다. 변수의 값 ( $x$  또는  $y$ ), 및  $s(x'$  또는  $y')$ 에 관한 변수의 변화율인 2 피스의 데이터는 각 종점에서 필요해진다. 표 1은 각 선분에 대한 필요한 정보를 요약한 것이다.

표에서, 각 선분은  $s=0$ 에서 시작하며,  $s=1$ 에서 끝나는 것으로 가정한다. 수개의 포인트가 기입되어야 한다.

먼저, 포인트 (1) 및 (3)에 접선은  $x$ 축에 거의 평행하며, 즉, 이들 포인트에서,

$$y'(s)=0$$

여기서, 각 선분(1-2,2-3,3-4,4-1)에 대한 보간함수에 대한 계수를 계산하기 위해 요구되는 데이터를 도시하는 표 1에 기록된 바와 같이,  $s$ 에 관한  $x$ 의 변화율은 사용자 선택 포인트에서부터 추정되며,  $(x_1, y_1)$ ,  $(x_2, y_2)$ ,  $(x_3, y_3)$ , 및  $(x_4, y_4)$ 는 도 3에 도시된 4개의 사용자 선택 포인트의 좌표를 말한다.

두번째로, 수학식(11)이 보유한 포인트 (2) 및 (4)에서,  $s$ 에 관한  $y$ 의 변화율도 또한 표에 기록된 바와 같이 추정되어야 한다. 다음, 이들 데이터를 사용하여, 계수는 다음 수학식을 사용하여 계산될 수 있다.

$$\begin{aligned} a_0 &= x(0) & a_2 &= 3(x(1)-x(0))-x'(1)-2x'(0) \\ a_1 &= x'(0) & a_3 &= 2(x(0)-x(1))+x'(0)+x'(1) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} b_0 &= y(0) & b_2 &= 3(y(1)-y(0))-y'(1)-2y'(0) \\ b_1 &= y'(0) & b_3 &= 2(y(0)-y(1))+y'(0)+y'(1). \end{aligned}$$

일단 계수가 계산되면, 포인트는 모든  $\Delta s=0.1$  단위에서 각 포인트내에 균일하게 보간된다. 도 9(a)는 도 1에 도시된 전립선 이미지에 대해 추정된 초기 DDC를 도시한다.

[표 1]

	x(s)				y(s)			
	x(0)	x(1)	x'(0)	x'(1)	y(0)	y(1)	y'(0)	y'(1)
1-2	$x_1$	$x_2$	$x_2-x_4$	0	$y_1$	$y_2$	0	$y_3-y_1$
2-3	$x_2$	$x_3$	0	$x_4-x_2$	$y_2$	$y_3$	$y_3-y_1$	0
3-4	$x_3$	$x_4$	$x_4-x_2$	0	$y_3$	$y_4$	0	$y_1-y_3$
4-1	$x_4$	$x_1$	0	$x_2-x_4$	$y_4$	$y_1$	$y_1-y_3$	0

초기화 후, DDC는 아래 상세히 설명된 바와 같이 변형된다. 초기화 단계에서 선택된 4개의 사용자 선택 포인트는 이들이 움직이는 것을 막기 위해 변형전에 고정되거나, 또는 이들이 DDC의 휴지상태로 움직이도록 고정되지 않을 수 있다.

본 발명의 초기화 루틴은 전립선 모양의 넓은 범위를 나타낼 수 있지만, 초기 모양은 다른 조직 및 인위결과를 나타내는 근처의 강한 에지가 될 수 있다. 만약 수학식 (4) 및 (5)에 의해 정의된 이미지력이 사용된다면, 이들은 DDC를 이들을 향해 또는 원하는 (전립선) 계선에서 멀리 끌어당겨질 수 있다. 이러한 경계선의 이끌림은 Computer Vision Image Understanding 1996;63:135-144에 있는 Worring M., Smeulders AWM, Staib LH, Duncan JS의 "Parameterized feasible boundaries in gradient vector field"를 사용하여 줄일 수 있다. 전립선의 US 이미지에 대해, 이러한 정보는 외부보다 내부의 전립선이 더 어렵게 나타난다는 사실을 보여준다. 상기 정보는 수학식(5)를 변형함으로써 DDC의 꼭지점( $i$ )에 적용될 수 있다.

$$\rho_i^{img} = \begin{cases} (f_i^{img}(x_i, y_i) \cdot \hat{r}_i \cdot \hat{r}_i \cdot \nabla(G_\sigma * I(x_i, y_i))) \geq 0 \text{ 인 경우} \\ 0, \text{ 다른 경우} \end{cases}$$

$(\hat{r}(x, y))$ 은 밖으로 향하는 단위 방사벡터이며 수학식(2)에 의해 정의되었다. 수학식(15)에 의해, 만약 꼭지

점( $i$ ) 근처에 있는 회색 레벨이 외부 방사벡터의 방향으로 어두운 색에서 밝은 색으로 변한다면, 힘은 꼭지점에 적용된다. 그렇지 않으면, 힘이 적용되지 않는다. 도 9(b)는 변형후의 DDC를 도시한다.

변형동안에, DDC상의 인접 꼭지점 사이의 거리는 더 커질 수 있어, 전립선 경계선이 불충분한 묘사를 생기게 한다. 수학식(9)에 의해 나타내어진 각 반복후, DDC는 리샘플링되며, 인접 꼭지점 사이의 거리는 전립선 경계선의 양호한 묘사를 제공하는 20 픽셀의 균일한 값으로 유지된다. 고정된 꼭지점이 없을 때, 리샘플링은 매우 쉽게 행해질 수 있다. 먼저, 각 꼭지점의 x 및 y 좌표는 방정식(10)에 있는 파라메트릭 형식으로 나타내어진다. 그러나, 파라메트릭 변수(s)는 문제의 꼭지점에서 꼭지점까지의 곡선의 길이에 있도록 선택된다. 다음, 곡선은 현꼭지점의 선형 보간법에 의해 등간격값의 길이에서 전체 길이를 따라 리샘플링된다. 이것은 곡선을 나타내도록 사용되는 새로운 세트의 꼭지점을 생기게 하면서, 예전의 꼭지점을 버린다. 고정된 꼭지점이 보간 후에 제거되어야 하므로, 이러한 근접법은 일부 꼭지점이 고정되어 있을 때 문제가 생긴다. 이것을 피하기 위해, 고정된 꼭지점은 보간후에, DDC로 되돌려져 간단히 보간된다.

극단적인 경우에, 초기화 루틴은 모든 꼭지점은 실제 전립선 경계선에 가까운 DDC상에 위치하지 않을 수 있다. 도 10(a)는 초기 DDC의 일부 위치(화살표로 지시된)가 전립선 경계선에서 멀리 떨어진 경우를 도시한다. 도 10(b)에 도시된 바와 같이, 이러한 DDC의 부분은 이미지가 제한된 포착범위를 갖기 때문에, 원하는 경계선상에 모아지지 않는다. DDC를 수정하고 변형함으로써, 세그먼테이션된 경계선을 수정하는 것이 가능하다. 사용자는 원하는 경계선을 향해서 DDC상의 꼭지점을 끌어낼 수 있다. 다음, 꼭지점은 DDC가 변형될 때 꼭지점이 움직이지 못하도록 "고정될" 수 있다. 도 10(c)는 3개의 꼭지점(정사각형으로 표시)이 전립선 경계선에 더욱 가깝게 끌려지고, 고정된 경우를 도시한다. 일반적으로, 인접 꼭지점은 국소 곡률을 최소화하기 위해, 내력의 영향하에, 고정된 꼭지점을 향하여 변형한다. 만약 이들 꼭지점이 전립선 경계선의 포착 범위내로 움직인다면, 이미지는 꼭지점을 전립선 경계선의 휴지방향으로 운반한다. 다시 변형된 후의 DDC가 도 10(d)에 도시되어 있다.

도 9 및 도 10의 실시예는 세그먼테이션이 "약간" 또는 "중간정도" 어려운 경우를 나타낸다. 더욱 힘든 실시예는 전립선이 상부에 용기를 갖는 경우로 도 11에 도시되어 있다. 이러한 모양은 3차의 보간 모양함수로 초기화하는 것이 어렵다. 하나의 윤곽 방법은 도 11(a)에 도시된 바와 같이, 용기를 무시함으로써 DDC를 초기화하는 것이다. DDC는 도 11(b)에 도시된 바와 같이, 용기로 변형되지 않는다. 상부를 따라 꼭지점은 도 11(c)에 도시된 바와 같은 위치로 끌려나와서 고정된다. 최종으로 세그먼테이션된 외형선은 도 11(d)에 도시되어 있다.

다른 실시예 및 변경이 가능하다. 예를 들면, 여기에서 설명된 바람직한 실시예는 전립선 세그먼테이션의 문제를 언급하였지만, 만약 적당한 변경이, 변형전에 경계선을 초기화하기 위해 사용된 보간 함수로 만들어진다면, 본 발명의 원리는 인간 또는 동물의 해부학적 구조내에 있는 조직을 포함하는 임의의 고체 목적물의 경계선 세그먼테이션에 적용될 수 있다.

또한, 바람직한 실시예에 따른 방법이 2D 세그먼테이션 기술로서 진술되어 있지만, 3D에서, 전립선과 같은 목적물의 세그먼테이션으로 확장될 수 있다. 조직의 표면은 연속적이기 때문에, 인접 평행 슬라이스로부터의 단지 작은 간격에 의해 분리된 2D 이미지 슬라이스는 인접 슬라이스의 경계선에 유사한 경계선에 의해 특징화될 수 있다. 따라서, 충분히 작은 간격으로 평행한 슬라이스에서의 목적물(즉, 조직)을 분할함으로써, 인접 2D 슬라이스에서의 목적물의 경계선이 유사하게 될 것이다. 따라서, 하나의 슬라이스에서의 세그먼테이션된 경계선은 인접 슬라이스에서의 세그먼테이션된 프로세스에 대한 초기 경계선으로서 사용될 수 있다. 만약 목적물 경계선이 충분히 가깝다면, 인접 슬라이스에서의 초기 경계선의 사용은 수정할 필요없이, 빠른 세그먼테이션을 생기게 한다.

본 발명의 3D 실시예는 환자 전립선의 3D 초음파 이미지를 사용하여 충분히 구현될 수 있다. 3D 이미지는 전립선의 35개의 트랜스축방향의 슬라이스를 만드는 것과 별도로 슬라이스를 평행하게 1mm로 분할된다. 근접한 중심 슬라이스는 개시 슬라이스(즉, 15번 슬라이스)로서 선택된다. 이 슬라이스에 있는 전립선은 4개의 시드 포인트를 사용하여, 위에서 설명된 기술에 의해 세그먼테이션된다. 이미지는 수정될 필요가 없으며, 세그먼테이션에 의해 만들어진 결과의 경계선은 패널(15)에 도시된다. 다음, 이 경계선은 인접 슬라이스(14, 15)의 세그먼테이션을 초기화하기 위해 사용된다. 다음, 결과의 세그먼테이션된 경계선(수정되지 않음)은 슬라이스(13)에 대한 초기 경계선으로서 사용되며, 슬라이스(16)에 있는 세그먼테이션된 경계선은 슬라이스(17)의 초기 경계선으로서 사용된다. 이러한 프로세스는 슬라이스(1, 34)가 완성될 때까지 계속된다. 완성된 프로세스의 결과는 도 12의 패널에 도시되어 있다.

위에서 설명된 실시예는 평행한 트랜스축방향의 슬라이스를 근거로 하였지만, 전립선(또는 임의의 3D 목적물)이 이러한 3D 세그먼테이션 접근법에 대한 임의의 보통방식으로 분할될 수 있음을 당업자는 잘 알 것이다. 예를 들면, 전립선(또는 임의의 3D 목적물)은 도 13에 도시된 바와 같이, 전립선의 중앙을 통과하는 축(또는 임의의 다른 축)을 사용하여 방사형 슬라이스를 만들기 위해, 방사방향 뿐만 아니라 코로나형, 화살모양, 또는 기울어진 방향으로 평행한 슬라이스로 분할될 수 있다. 방사형 분할화에 대한 축은 중심 슬라이스에서 세그먼테이션을 초기화하기 위해, 시드 포인트로서 사용된 2개의 임의의 대향하는 포인트에 의해 정의될 수 있다. 방사형 구획화는 동일각, 예를 들면  $1^\circ$ , 또는 물체 표면의 복잡성에 의존하는 변화각에서 될 수 있다.

모든 실시예 및 변경은 여기에 첨부된 청구항에 의해 한정됨으로서, 본 발명의 범주 및 범위내에 있다.

## 발명의 효과



본 발명의 경계선 세밀화를 위한 효율적인 이산 다이나믹 윤곽(DDC) 및 모델계 초기화를 사용하여 빠른 반자동화 전립선 윤곽화 방법을 제공할 수 있다. 사용자는 전립선 경계선상에 4개의 포인트를 식별함으로써 바람직한 실시예의 프로세스를 초기화하며, 이로써, 전립선 모델을 스케일화하며 모양화한 후, 최종적인 전립선 윤곽이 DDC로 세밀화될 수 있다.

### (57) 청구의 범위

#### 청구항 1

초음파 이미지를 사용하는 목적물 세그멘테이션 방법에 있어서,

상기 목적물의 경계선상에 적어도 대략 위치하며, 상기 초음파 이미지에 있는 복수의 제 1 시드 포인트를 선택하는 단계;

상기 목적물의 모양에 근접하기 위해 선택된 보간 함수를 사용하여, 상기 경계선상에 적어도 대략 위치하는 추가 시드 포인트를 보간함으로써, 상기 조직의 초기 윤곽을 생성하는 단계; 및

상기 목적물 모양의 윤곽을 나타내는 복수의 추가 포인트를 생성하기 위해, 적어도 상기 추가 시드 포인트를 자동으로 변형하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 각 목적물의 수정된 모양의 윤곽을 나타내는 복수의 최종 포인트를 생성하기 위해, 상기 복수의 추가 포인트를 상호작용적으로 이동하며 상기 복수의 추가 포인트를 자동으로 변형하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 상기 자동 변형 단계중의 각각의 하나에 앞서, 상기 복수의 추가 포인트 또는 상기 복수의 제 1 시드 포인트중의 적어도 하나를 이들의 각 위치에 고정하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항중 어느 한 항에 있어서, 상기 각각의 자동 변형 단계는 이산 다이나믹 윤곽(DDC) 알고리즘을 사용하여, 상기 각 포인트를 상기 목적물의 경계선 에지상에 모으는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 5

제 1 항 내지 제 3 항중 어느 한 항에 있어서, 상기 복수의 제 1 시드 포인트를 선택하는 상기 단계는 상기 목적물의 제 1 대칭축상에 대략 위치하는 제 1 및 제 3 포인트를 선택하며 상기 제 1 대칭축에 수직인 제 2 대칭축상에 대략 위치하는 제 2 및 제 4 포인트를 선택하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 6

제 5 항에 있어서, 상기 초기 윤곽을 생성하는 상기 단계는 상기 보간함수의 각각의 계수를 상기 제 1 및 제 3 포인트, 및 제 2 및 제 4 포인트의 각각의 위치로부터 계산하는 단계; 및

상기 보간함수를 사용하여 상기 제 1 및 제 2 포인트 사이, 상기 제 2 및 제 3 포인트 사이, 상기 제 3 및 제 4 포인트 사이, 및 상기 제 4 및 제 1 포인트 사이의 선분을 균일하게 보간하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 7

제 6 항에 있어서, 균일하게 보간하는 단계는 제 1 및 제 2의 3차 보간함수에 따라서, 상기 선분의 에르미트 보간을 수행하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 8

제 4 항에 있어서, 상기 각 포인트를 상기 목적물의 경계선 에지상에 모으는 상기 단계는 상기 포인트의 각각의 하나에 인접한 회색 레벨이 상기 각 포인트에 대한 외부 방사방향으로 어두운 색에서 밝은 색으로 변하는 경우에만 이미지력을 상기 포인트상에 적용하기 위해, 상기 이산 다이나믹 윤곽(DDC) 알고리즘을 변경하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

#### 청구항 9

제 4 항에 있어서, 상기 각 포인트를 상기 목적물의 경계선 에지상에 모으는 상기 단계는 상기 DDC 알고리즘의 연속반복을 사용하여, 상기 포인트중의 각 포인트 사이의 각 거리를 20 픽셀이상으로 유지하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

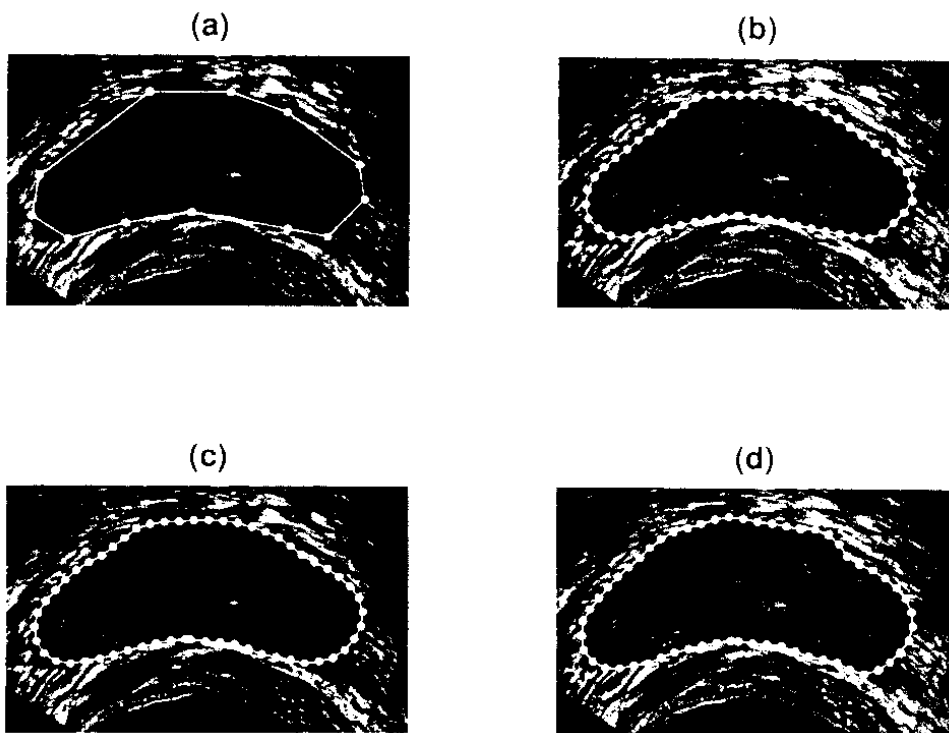
#### 청구항 10

제 1 항에 있어서, 상기 각 목적물 모양의 윤곽을 3 차원에 나타내기 위해, 상기 목적물을 관통한 인접 평행 이미지 평면에 대해 상기 자동 변형 단계가 적용되는 상기 추가 시드 포인트중의 각각의 시드 포인트로서, 상기 목적물 모양의 윤곽을 상기 목적물을 관통한 하나의 이미지 평면에 나타내는 상기 복수의 추가 포인트를 선택하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

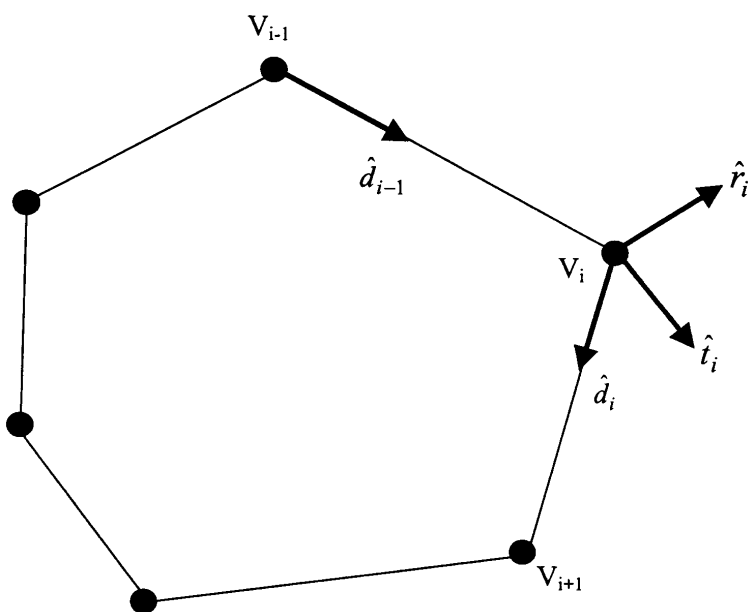


도면

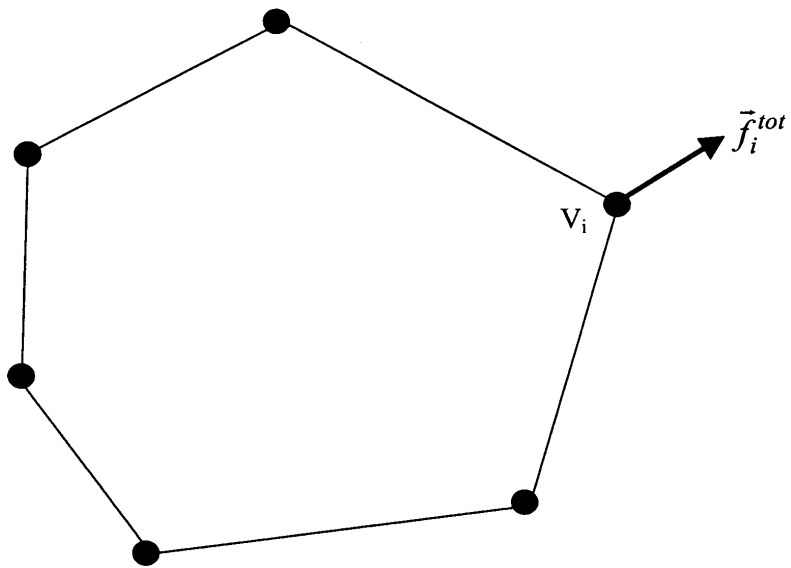
도면1



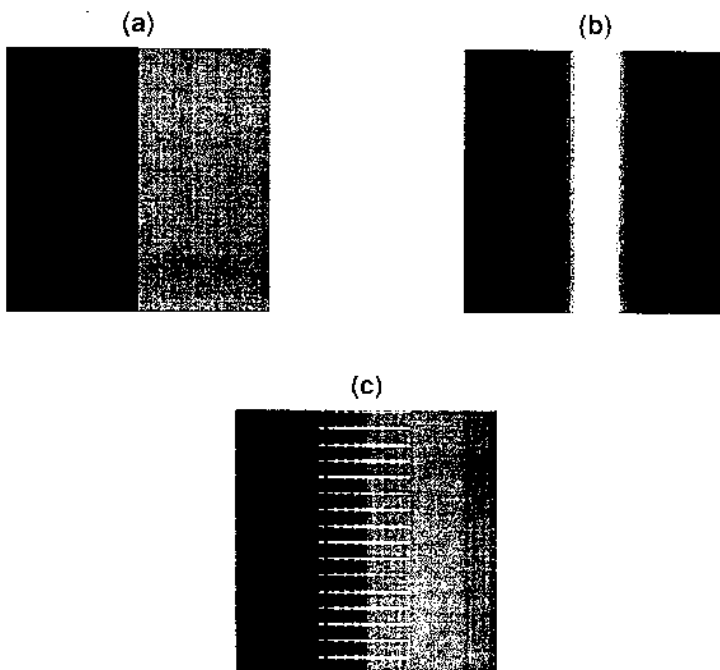
도면2



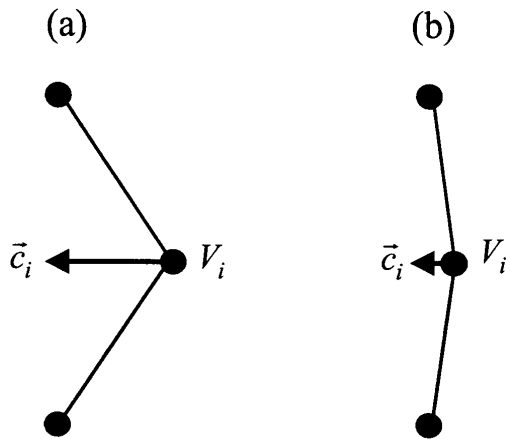
도면3



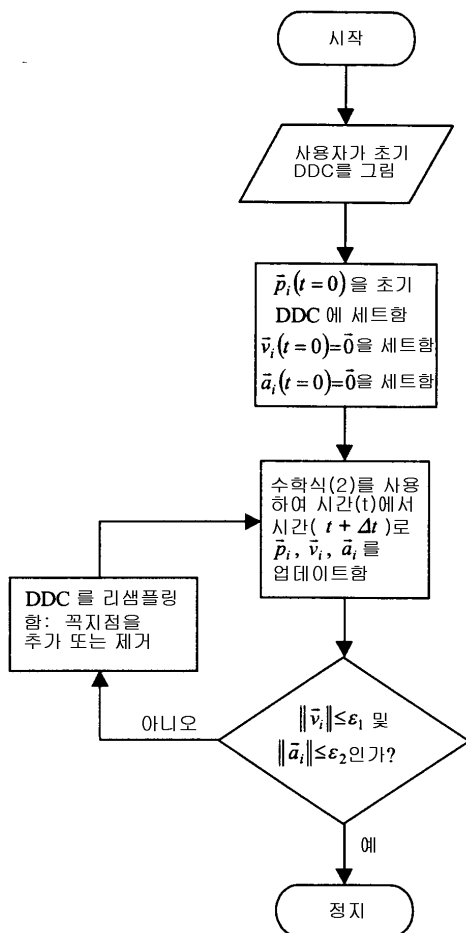
도면4



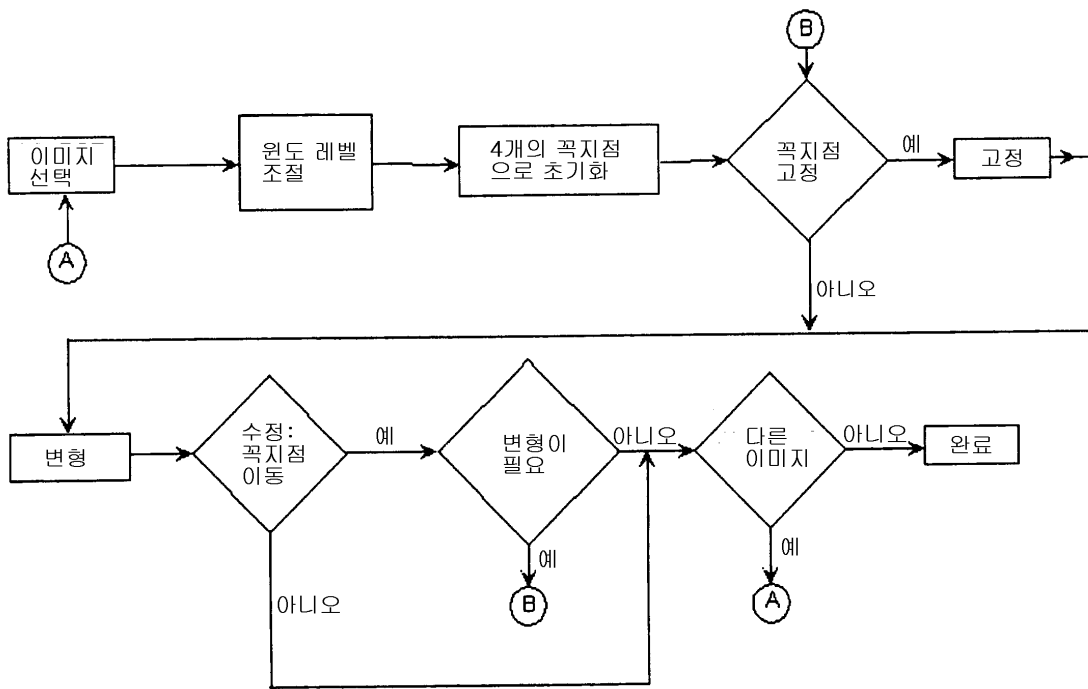
도면5



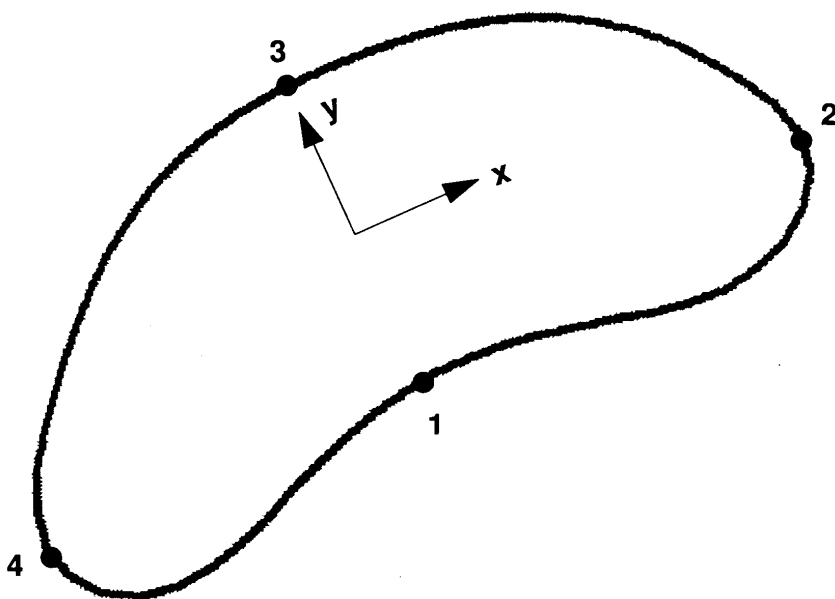
도면6



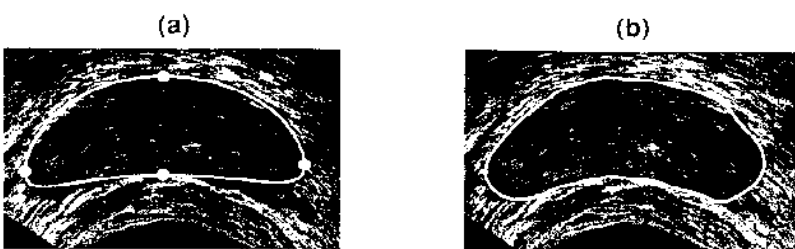
도면7



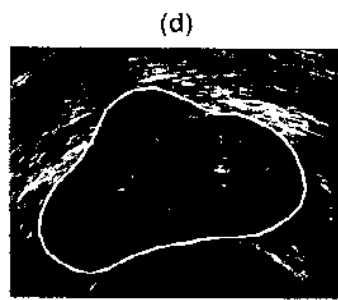
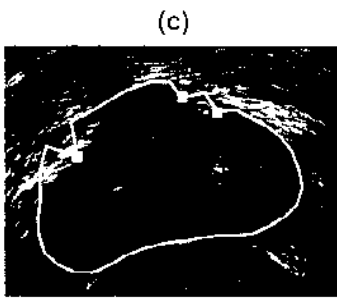
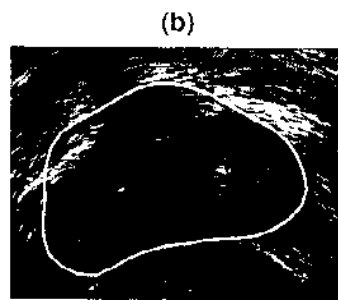
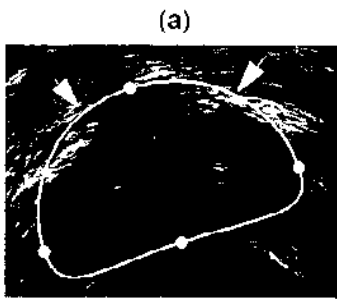
도면8



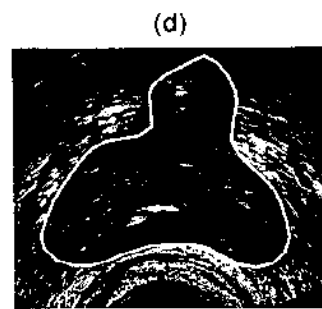
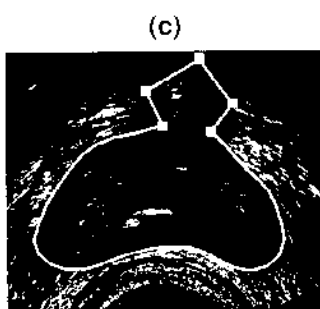
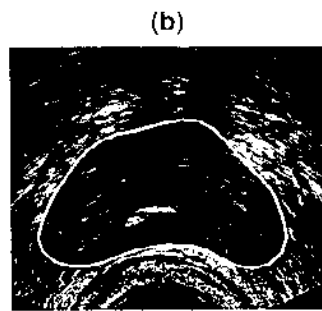
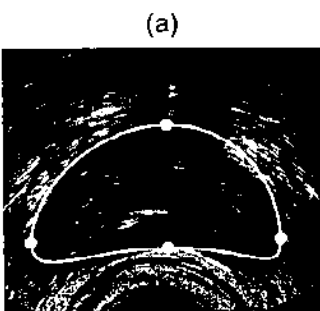
도면9



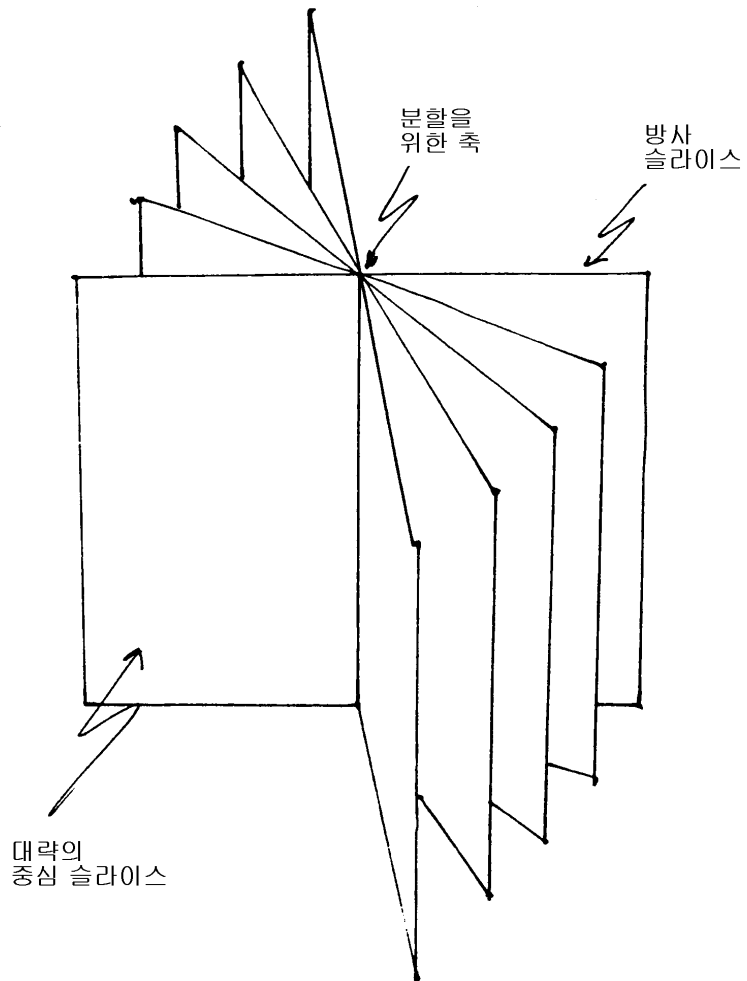
도면10



도면11

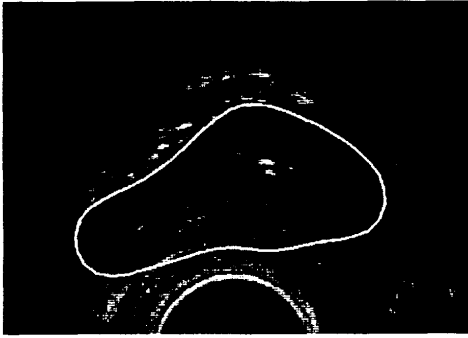


도면 12

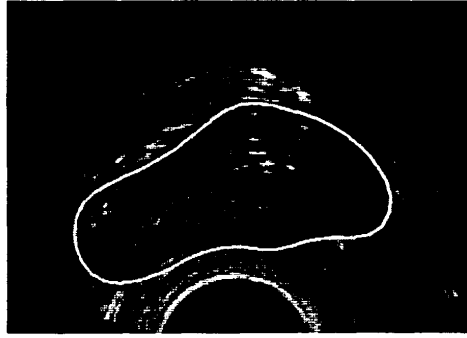


## 도면 13a

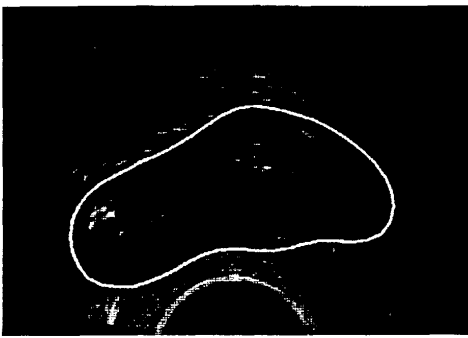
No. 1



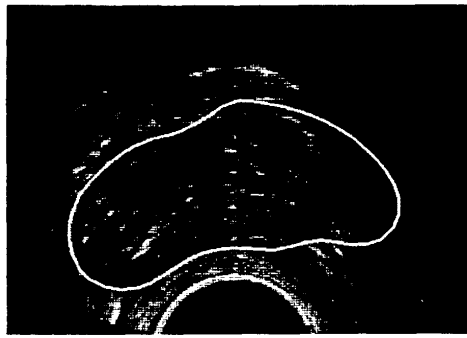
No. 2



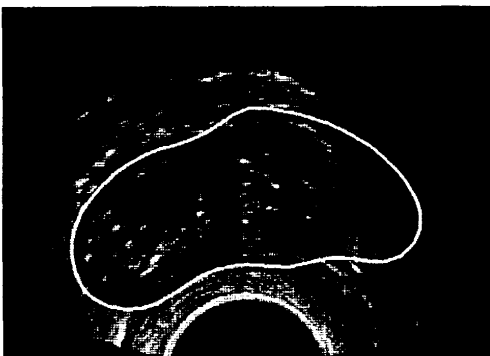
No. 3



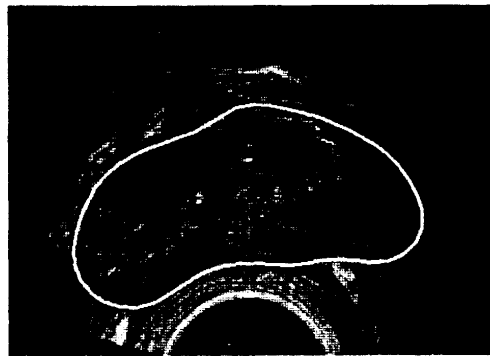
No. 4



No. 5



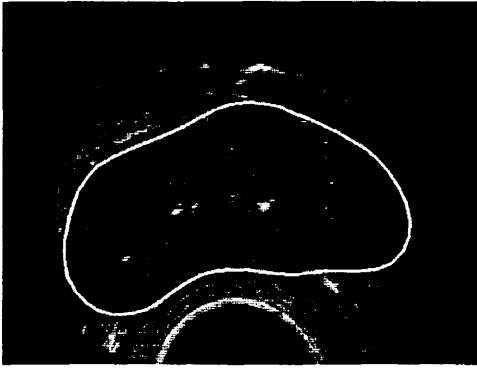
No. 6



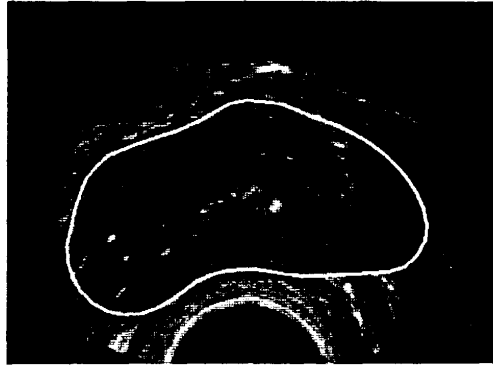


## 도면 13b

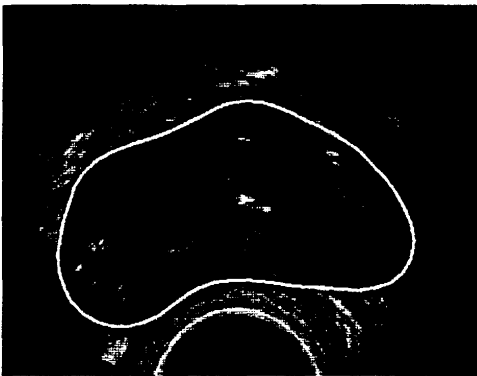
No. 7



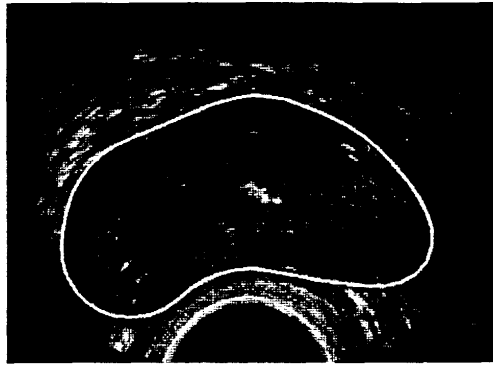
No. 8



No. 9



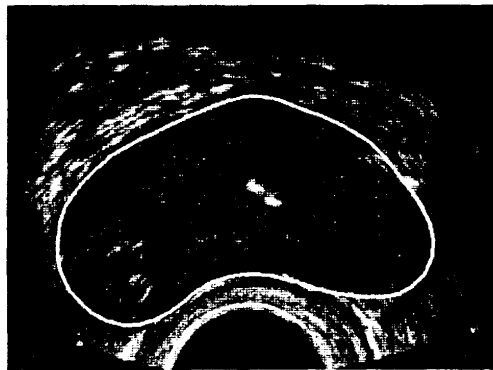
No. 10



No. 11

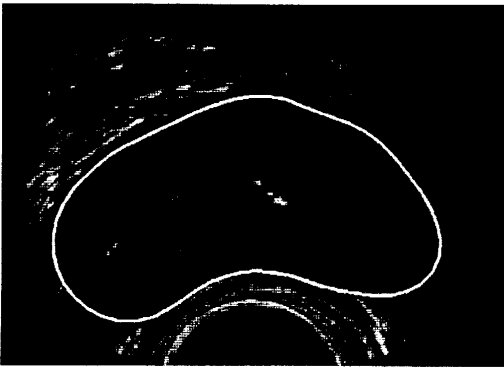


No. 12

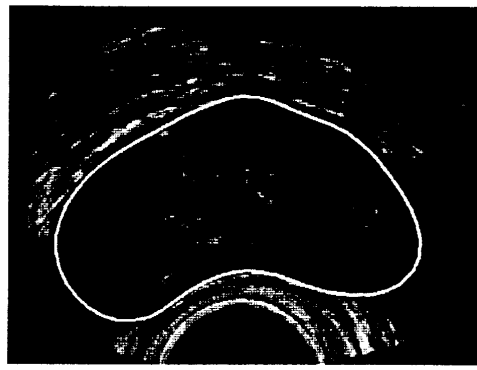


도면 13c

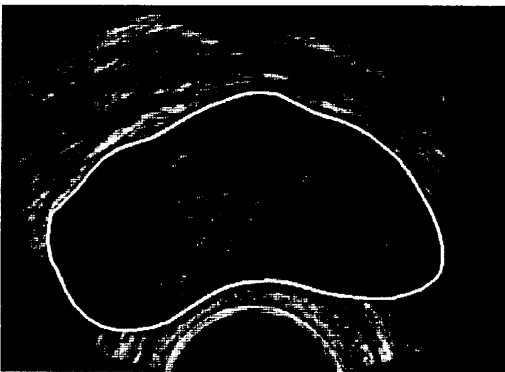
No. 13



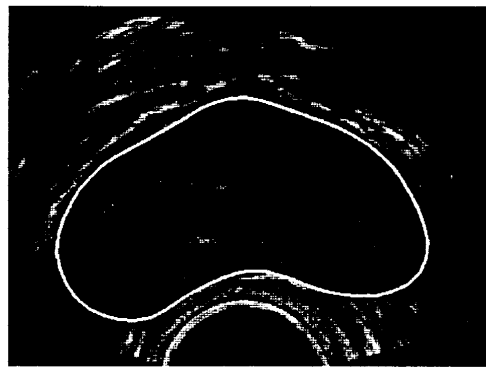
No. 14



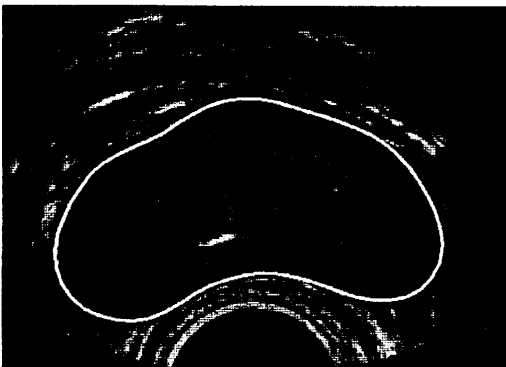
No. 15



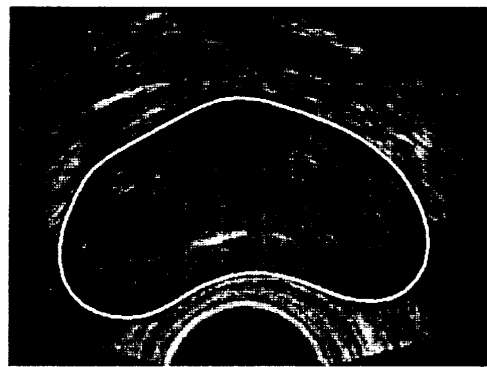
No. 16



No. 17

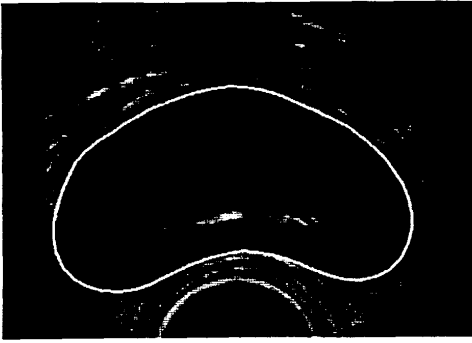


No. 18

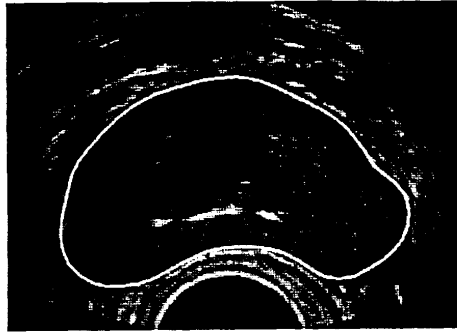


도면 13d

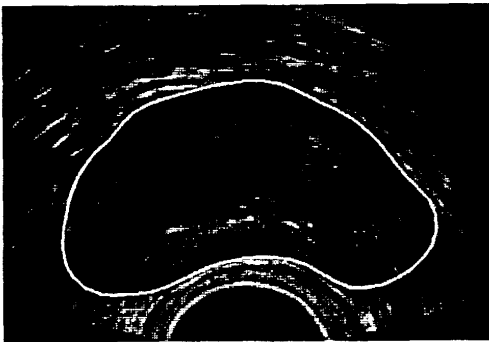
No. 19



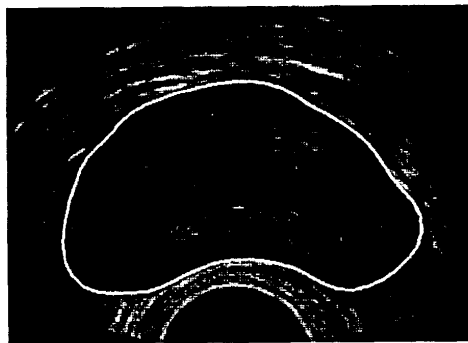
No. 20



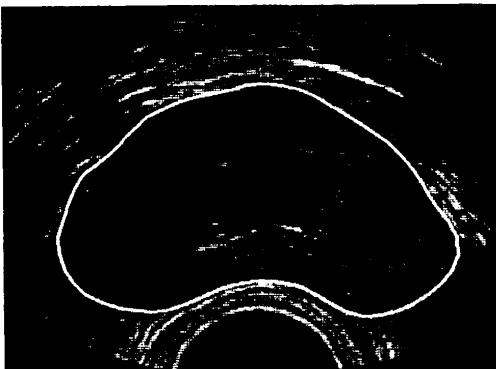
No. 21



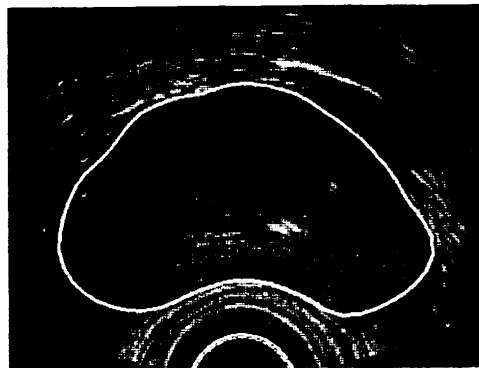
No. 22



No. 23

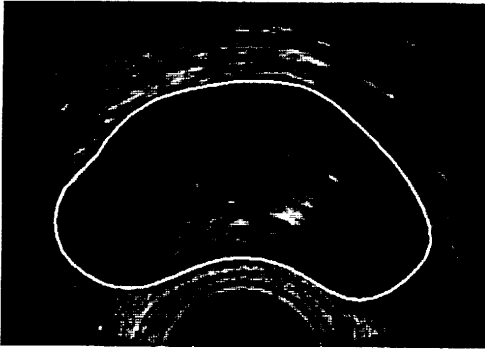


No. 24

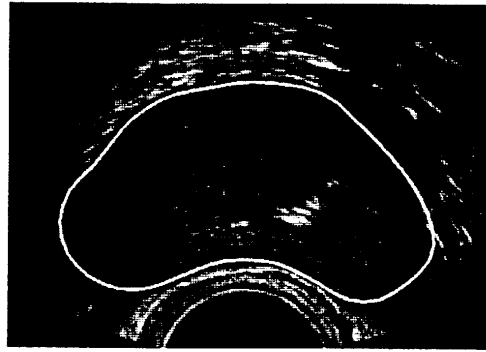


도면 13e

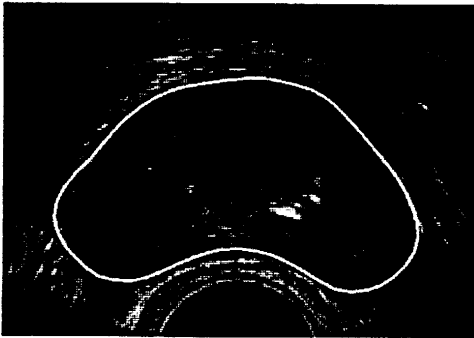
No. 25



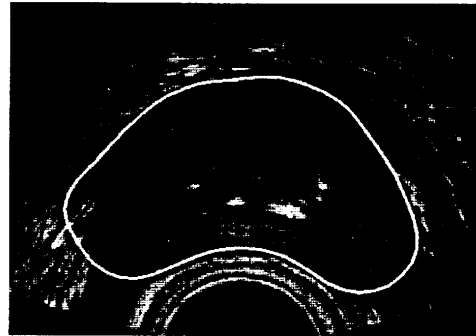
No. 26



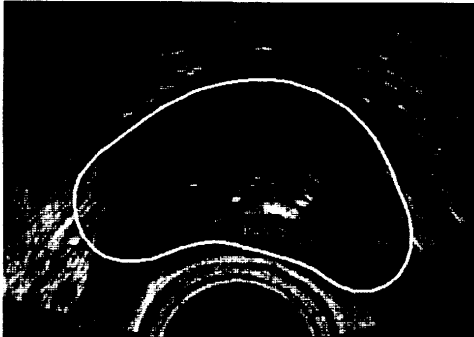
No. 27



No. 28



No. 29

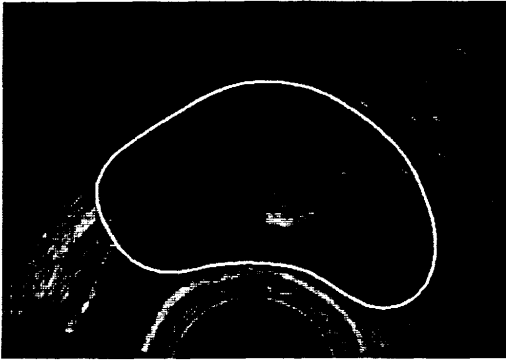


No. 30

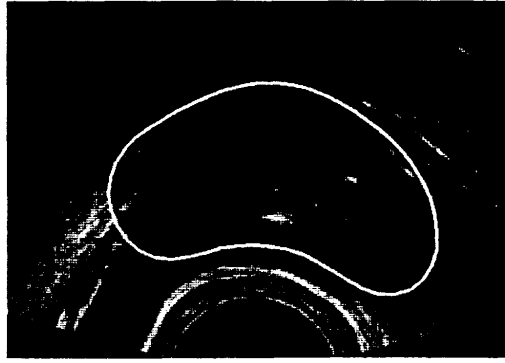


도면 13f

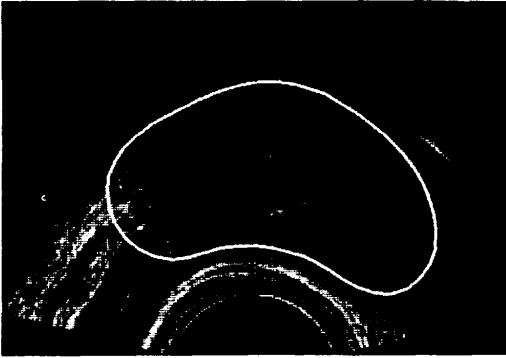
No. 31



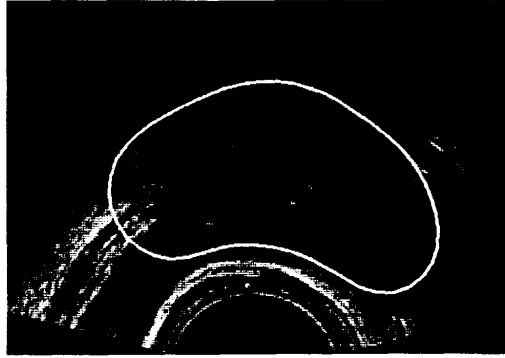
No. 32



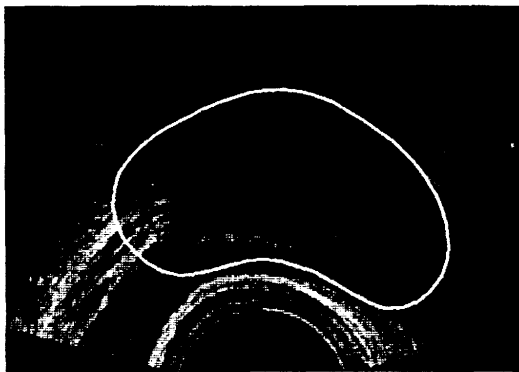
No. 33



No. 34



No. 35



专利名称(译)	2D和3D超声图像的前列腺边界分割		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020010020670A</a>	公开(公告)日	2001-03-15
申请号	KR1020000014119	申请日	2000-03-20
申请(专利权)人(译)	约翰了.内容为研究学院		
当前申请(专利权)人(译)	约翰了.内容为研究学院		
[标]发明人	LADAK HANIFM 라닥하니프엠 GILL JEREMYD 길제레미디 STEINMAN DAVIDA 스테인만데이비드에이 FENSTER AARON 펜스타에이아론		
发明人	라닥하니프엠. 길제레미디. 스테인만데이비드에이. 펜스타에이아론		
IPC分类号	A61N5/10 A61B G06T5/00 A61B8/00		
CPC分类号	G06T7/0012 G06T7/0089 G06T2207/30081 G06T2207/10136 A61N5/103 G06T7/0083 Y10S128/916 G06T2207/20101 G06T7/12 G06T7/149		
代理人(译)	朴钟赫		
优先权	09/373954 1999-08-13 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

使用有效的离散动态轮廓 ( DDC ) 和基于模型的初始化来提供快速半自动前列腺轮廓加工方法以进行边界细化。用户通过识别前列腺边界上的四个点来启动优选实施例的过程，从而缩放和塑造前列腺模型，并且将得到的前列腺轮廓细化为DDC。本发明的方法在近端治疗过程的植入前规划阶段具有特定的应用。然而，该方法也用于辅助治疗中的药物剂量计划的任何阶段，或其他治疗方法。 7 指数方面 离散动态轮廓算法，前列腺，近端治疗，超声，图像

